

(11)Publication number : 2001-161839  
(43)Date of publication of application : 19.06.2001

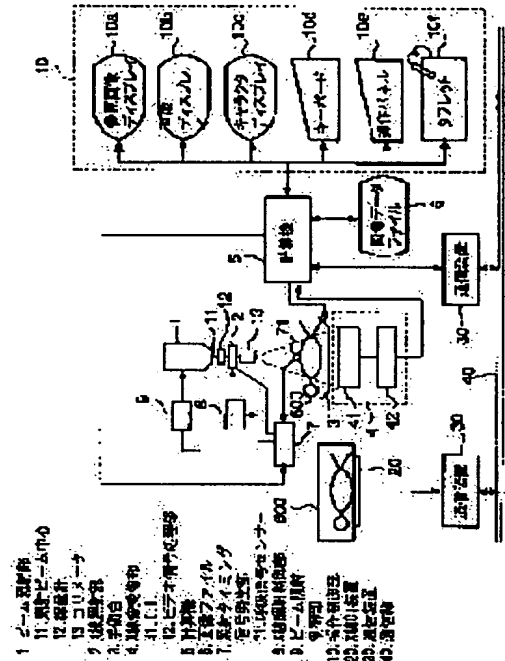
**A61N 5/10**

(71)Applicant : MITSUBISHI ELECTRIC CORP

(72)Inventor : NISHIHARA SUSUMU

**(57)Abstract:**

**SOLUTION:** To collect position information of a site to be treated, the site to be treated is irradiated with an X-ray by using an irradiation timing signal which synchronizes with the respiration cycle of a patient and is generated in a part of period thereof. The difference between the position of the site to be treated and the central position of an irradiating beam is determined by using the position information of the site to be treated. Position control is performed so that the difference is within a predetermined accuracy, and then, the site is irradiated with beams by using the irradiation timing signal generated in a part of the period of the respiration cycle of the patient. By thus constituting, a beam irradiation treatment device with the reduced quantity of radiation exposure can be obtained.



[Date of extinction of right]

<http://www19.ipdl.ncipi.go.jp/PA1/result/detail/main/wAAARra4LIDA413161839P...> 2005/10/18

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001-161839

(P2001-161839A)

(43)公開日 平成13年6月19日(2001.6.19)

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

A 6 1 N 5/10

識別記号

F I

A 6 1 N 5/10

テーマコード(参考)

M 4 C 0 8 2

審査請求 有 請求項の数 9 O L (全 12 頁)

(21)出願番号 特願平11-350285

(22)出願日 平成11年12月9日(1999.12.9)

(71)出願人 000006013

三菱電機株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号

(72)発明者 西原 進

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

(74)代理人 100102439

弁理士 宮田 金雄 (外1名)

Fターム(参考) 4C082 AA01 AC02 AC05 AC06 AC07

AED1 AG05 AG08 AJ06 AJ08

AL06 AN02 AP01 AP07 AP08

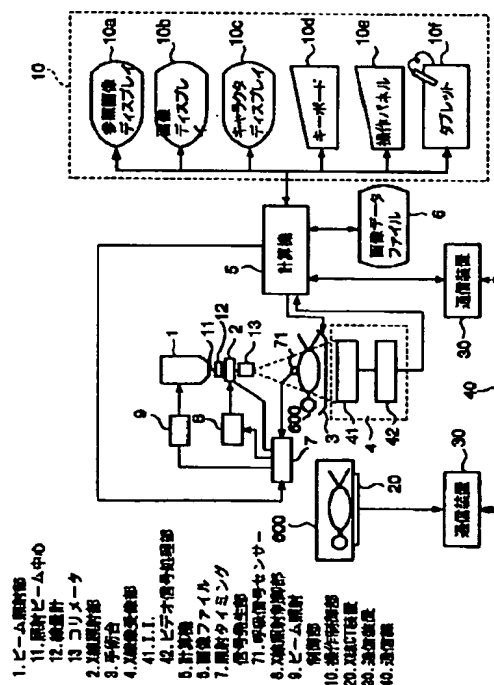
AR13

(54)【発明の名称】 ビーム照射治療装置

(57)【要約】

【課題】 従来のビーム照射治療装置では、X線の照射を連続して行って得られるX線像を用いて、体動によって移動する治療部位の位置の確認を行っていたため、患者のX線の被曝量が大きくなるという問題があった。この問題を解決するため、少ないX線の被曝量のもとで、治療部位の位置確認を行えるようにする。

【解決手段】 患者の呼吸周期と同期し、その一部の期間に生成する照射タイミング信号を用いてX線照射を行い、治療部位の位置情報を収集する。この治療部位の位置情報を用いて、治療部位の位置とビームの照射ビームの中心位置との差を求める。この差が所定の精度に収まるよう位置制御を行った上で、患者の呼吸周期の一部の期間に生成する照射タイミング信号を用いてビームの照射を行う。このような構成により、X線の被曝量の少ないビーム照射治療装置を得る。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 患者の呼吸曲線信号に同期して制御され、該呼吸曲線信号の 1 サイクルの特定の期間に照射タイミング信号を発生する照射タイミング信号発生部と、この照射タイミング信号によって制御され患者の治療部位を含む部分に X 線を照射する X 線照射部と、この X 線の照射によって得られる X 線像を受像する X 線像受像部と、予め用意された患者の治療部位を含む画像情報と前記 X 線像受像部から得られた画像情報の比較によって前記治療部位の位置の確認を行う位置確認部と、前記照射タイミング信号によって、治療用ビームの照射を行うビーム照射部とを備えたことを特徴とするビーム照射治療装置。

【請求項 2】 患者の呼吸曲線信号に同期して制御され、該呼吸曲線信号の 1 サイクルの特定の期間に照射タイミング信号を発生する照射タイミング信号発生部と、この照射タイミング信号によって制御され患者の治療部位を含む部分に X 線を照射する X 線照射部と、この X 線の照射によって得られる X 線像を受像する X 線像受像部と、予め用意された患者の治療部位を含む X 線 CT 像の画像情報と前記 X 線像受像部から得られた画像情報の比較によって前記治療部位の位置の確認を行う位置確認部と、位置確認部からの信号により制御され、前記治療部位の位置と治療用ビームの照射野の中心との位置ずれを無くす方向に制御する位置制御部と、前記位置制御部による位置制御の終了後、患者の治療部位に照射タイミング信号によって制御されて治療用ビームを照射するビーム照射部と、前記照射タイミング信号により X 線照射を行って患者の治療部位の位置確認と位置ずれ補正を行った後、前記照射タイミング信号により治療用ビームの照射を行うビーム照射部とを備えたことを特徴とするビーム照射治療装置。

【請求項 3】 前記タイミング信号発生部による制御信号の生成は、呼吸曲線信号に同期し呼気の期間に行うようにしたことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載のビーム照射治療装置。

【請求項 4】 前記 X 線撮像部から得られた治療部位の位置と治療用ビームの照射野の中心との位置ずれが所定値以下であることを条件に、ビーム照射部を駆動して治療部位に治療用ビームを照射する請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載のビーム照射治療装置。

【請求項 5】 前記 X 線照射部は、治療部位に向けて照射する治療用ビームの照射野と重ならない位置に配置し、X 線照射部を移動させることなく治療用ビームの照射を行えるようにしたことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載のビーム照射治療装置。

【請求項 6】 前記呼吸曲線信号の 1 サイクル中の特定期間を複数の期間に分割し、X 線の照射期間と治療用ビームの照射期間とに割り当て、それぞれで X 線の照射タイミング信号とビームの照射タイミング信号を生成する

ようにしたことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載のビーム照射治療装置。

【請求項 7】 交叉する 2 または 2 以上の方向から治療部位を含む部分に X 線を照射し、その X 線像から治療部位の位置に係る情報の収集を行うようにしたことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかに記載のビーム照射治療装置。

【請求項 8】 治療用ビームは X 線、電子線、荷電粒子線、重粒子線、または中性子線であることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかに記載のビーム照射治療装置。

【請求項 9】 患者による周期的な呼吸曲線信号の一定レベルにおける周期期間に照射タイミング信号を発生する照射タイミング信号発生部と、位置確認信号を受信した後に、前記照射タイミング信号に同期して患者の治療部位に治療用ビームを照射するビーム照射部と、このビーム照射部による治療用ビームの照射前に、前記照射タイミング信号に同期して患者の治療部位を含む部分に X 線を照射する X 線照射部と、この X 線照射部からの X 線の照射による X 線像を受像する X 線像受像部と、患者の治療部位の位置を確認して前記ビーム照射部に前記位置確認信号を出力する計算部とを備えたことを特徴とするビーム照射治療装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、患者の治療対象部位に X 線、電子線、荷電粒子線、重粒子線、または中性子線などのビームを照射（「曝射」ともいう）して悪性腫瘍例えば癌などの治療を行うビーム照射治療装置に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】従来例を図 11 に示す概念図で説明する。図において、100 は X 線、電子線、荷電粒子線、重粒子線、または中性子線などのビームを照射するビーム照射部、102 は線量計、103 はコリメータ、200 は X 線を照射する X 線管 201 などて構成する X 線照射部、300 は治療台である。通常、治療台 300 はベット式のものが多いが、ここでは説明の簡単な構造のものとして椅子型で書いている。なお、ビーム照射部 100 と X 線照射部 200 と治療台 300 は同一線上に配置されている。410 は微弱な光学像を輝度増倍するイメージインテンシファイアー（以下、I. I. という。）、420 は前記 X 線照射部 200 から患者 600 を通過した来た X 線像を映し出す X 線 TV である。430 は治療に先立って X 線 CT などで収集している患者の治療部位を含む部分の画像データファイル、440 は前記 X 線 TV 420 で得た患者 600 の治療部位を含む部分の X 線像と画像データファイル 430 から得た画像データで構成した患者の治療部位を含む位置情報を比較して手術台 300 の上の患者 600 の治療部位の位置を確

認する位置確認演算部である。X線TV420では癌などの治療部位を直接確認することは出来ないが、骨格などは見えるので、画像データファイル430の画像データによって構成した患者の治療部位を含む骨格像の画像データとX線像によって得たベット上の患者の骨格像を関連付けすることにより、骨格と治療部位の相対的な位置関係をX線TV420の上で把握できる。450は上記のようにして求めた治療部位の位置がビーム照射部100からのビームの照射野の中心101（図12ではOと表示している）と合致するように位置合わせを行う治療台制御部、500はビーム照射部100の照射制御を行う照射制御部、510は患者の呼吸センサー、600は患者を示す。

【0003】次に動作を説明する。図12は患者の治療部位Kを含む骨格像Mとビームの照射野の中心Oとの関係を示す概念図、図13は患者の呼吸曲線信号（図13（A））と、X線の照射タイミング信号（図13（B））と、ビームの照射タイミング信号（図13（C））である。呼吸曲線（図13（A））は、呼気と吸気の間を往復し、安定するとその周期は $\tau$ 、呼気の最深部は $t_0$ にあるとしている。まず、患者の治療部位を含む部分にX線照射部200から連続的にX線を照射し（図13（B）の $\Delta t_1$ の期間）、そのX線像を得る。なお、X線像は呼吸の動き（呼吸動）により動くので、呼気の最深部になった所の像を捉え撮像する。次に画像データファイル430の患者のデータから骨格と治療部位を含む画面を構成する（図12（A））。X線像と画像データファイル430の情報で構成した骨格像を重ねあわせるように治療台の位置を調整すると、図12（A）に示すように、X線像の上に治療部位Kを特定できる。この治療部位Kを図12（B）に示すように、ビームの照射野の中心Oと一致するように治療台300の位置を治療台制御部450で制御する。治療台制御部450による制御の結果、治療部位Kと、ビームの照射野の中心Oとが、所定の精度で一致したら呼吸曲線の最深部 $t_0$ を中心とする照射タイミング信号（図13（C）の幅 $\Delta t_1$ の信号）によってビームの照射制御を行う。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】従来のビーム照射治療装置は以上のように構成されているため、患者の治療部位を含む部分にX線照射部200から連続的にX線を照射して治療部位の位置確認を行っていたので、X線の被爆量が多くなるという問題があった。

【0005】この発明は上記の問題を解決するためになされたものであり、治療部位の位置を確認するために使われるX線撮像によるX線の被爆量を少なくすることを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】この発明の請求項1に記載のビーム照射治療装置は、患者の呼吸曲線信号に同期

して制御され、該呼吸曲線信号の1サイクルの特定の期間に照射タイミング信号を発生する照射タイミング信号発生部と、この照射タイミング信号によって制御され患者の治療部位を含む部分にX線を照射するX線照射部と、このX線の照射によって得られるX線像を受像するX線像受像部と、予め用意された患者の治療部位を含む画像情報と前記X線像受像部から得られた画像情報の比較によって前記治療部位の位置の確認を行う位置確認部を備え、照射タイミング信号によるX線照射によって患者の治療部位の位置確認を行い、その結果に基づいて治療用ビームの照射を行うようにしたものである。

【0007】この発明の請求項2に記載のビーム照射治療装置は、患者の呼吸曲線信号に同期して制御され、該呼吸曲線信号の1サイクルの特定の期間に照射タイミング信号を発生する照射タイミング信号発生部と、この照射タイミング信号によって制御され患者の治療部位を含む部分にX線を照射するX線照射部と、このX線の照射によって得られたX線像を受像するX線像受像部と、予め用意された患者の治療部位を含むX線CT像の画像情報と前記X線像受像部から得られる画像情報の比較によって前記治療部位の位置の確認を行う位置確認部と、位置確認部からの信号により制御され、前記治療部位の位置と治療用ビームの照射野の中心との位置ずれを無くす方向に制御する位置制御部と、前記位置制御部による位置制御の終了後、患者の治療部位に照射タイミング信号によって制御され治療用ビームを照射するビーム照射部とを備え、照射タイミング信号によりX線照射を行って患者の治療部位の位置確認と位置ずれ補正を行った後、治療用ビームの照射を行うようにしたものである。

【0008】この発明の請求項3に記載のビーム照射治療装置では、タイミング信号発生部による照射タイミング信号の生成を、呼吸曲線に同期し呼気の期間に行うようにしたものである。

【0009】この発明の請求項4に記載のビーム照射治療装置は、X線像から得られた治療部位の位置と治療用ビームの照射野の中心との位置ずれが所定値以下であることを条件に、ビーム照射部を駆動して治療部位に治療用ビームを照射するようにしたものである。

【0010】この発明の請求項5に記載のビーム照射治療装置は、治療部位に向けて照射する治療用ビームの照射野と重ならない位置にX線照射部を配置し、X線照射部を移動させることなく治療用ビームの照射を行えるようにしたものである。

【0011】この発明の請求項6に記載のビーム照射治療装置は、タイミング信号発生部による制御信号の生成は、呼吸曲線の1サイクル中の特定の期間を複数の期間に分割し、それぞれX線照射の期間と治療用ビームの照射の期間とに割り当てるようにしたものである。

【0012】この発明の請求項7に記載のビーム照射治療装置は、交叉する2または2以上の方向から治療部位

を含む部分にX線を照射しそのX線像から治療部位の位置に係る情報の収集を行うようにしたものである。

【0013】この発明の請求項8に記載のビーム照射治療装置は、治療用ビームはX線、電子線、荷電粒子線、重粒子線、または中性子線である。

【0014】この発明の請求項9に記載のビーム照射治療装置は、患者による周期的な呼吸曲線信号の一定レベルにおける周期期間に照射タイミング信号を発生する照射タイミング信号発生部と、位置確認信号を受信した後に、前記照射タイミング信号に同期して患者の治療部位に治療用ビームを照射するビーム照射部と、このビーム照射部による治療用ビームの照射前に、前記照射タイミング信号に同期して患者の治療部位を含む部分にX線を照射するX線照射部と、このX線照射部からのX線の照射によるX線像を受像するX線像受像部と、患者の治療部位の位置を確認して前記ビーム照射部に前記位置確認信号を出力する計算部とを備えたものである。

【0015】

【発明の実施の形態】実施の形態1. 以下この発明の実施の形態1について、図1、図2、図3、図4および図5に基づいて説明する。図1は本発明の実施の形態1に係る構成図、図2は特に詳しく説明を要する計算機5と照射タイミング信号発生部7の部分図である。図1、図2において、1はビーム照射部で線量計12、コリメータ13等を備えており、その照射野のビーム中心線を11で示している。2はX線を照射するX線管を備えたX線照射部、3は患者をのせ治療を行う手術台、4は前記X線照射部2から治療台3の患者の治療部位を含む部分を通過してきたX線像を受像するX線像受像部で、イメージインシファイア（以下、I. I. と表記する）41、ビデオ信号処理部42などを備えている。5は本ビーム照射治療装置の各種制御のための計算と制御信号の生成などを行う計算機で、画像データファイル6に蓄積されているX線CT像から参照画像としての中心投影画像を構成する画像構成部51、この中心投影画像と前記X線像を比較して患者の位置を確認する位置確認部52、確認された位置が所定位置からずれている場合に位置合わせのため治療台の位置を制御する位置制御部53、この位置確認状況を照射タイミング信号発生部7に知らせるための位置確認情報出力部54等を備えている（図2（A））。6は患者600の治療部位を含む部分のX線CTによる画像情報を蓄積している画像データファイルである。7は患者600の胸部などに配置した呼吸信号センサー71からの信号に基づいて患者の呼吸に同期した照射タイミング信号（図5（A）、（B））を生成する照射タイミング信号発生部で、呼吸信号センサー71からの信号で呼吸曲線信号（図5（A））を生成する呼吸曲線信号発生部72、計算機5における位置確認、制御状態に対応して照射タイミング信号発生部の制御条件を設定する状態信号発生部73、X線用照射タイ

ミング信号を発生するX線用照射タイミング信号発生部74、ビーム用照射タイミング信号を発生するビーム用照射タイミング信号発生部75、ビームの照射に先立ちビーム照射野の線上におかれているX線照射部をビーム線上から退避させるX線照射部待避制御部76を備えている（図2（B））。この構成によって、位置確認作業が終わるまではX線照射タイミング信号は出せるが、ビーム照射タイミング信号は出せなくしている。またX線照射部待避制御部76によってビーム照射に先立ち、ビームの照射野の線上からX線照射部を退避させている。8は前記X線照射部2の照射制御を行うX線照射制御部、9は前記ビーム照射部1の照射制御を行うビーム照射制御部である。これらの制御部は前記呼吸曲線信号で生成される照射タイミング信号で制御される。

【0016】また、10は画像データファイルに蓄積しているX線CT像を使って構成した患者の治療部位を含む中心投影画像を表示する参照画像ディスプレイ10a、X線照射部2からのX線により得られた患者のX線像を表示する画像ディスプレイ10b、キャラクタディスプレイ10c、キーボード10d、操作パネル10e、電子的マークを表示画面に記入するタブレット10f、などを備えた操作制御部である。また、20は治療に先立って患者600の治療部位を含む部分の画像情報を収集するX線CT装置、30は通信装置、40は通信線であり、X線CT装置20で収集した患者の治療部位を含む部分の画像情報は通信装置30、通信回線40、計算機5を経て画像データファイル6に蓄積される。

【0017】次にこの実施の形態1における治療作業の流れを、図3に示す実施の形態1のフローチャートおよび図4に示すビームの照射野の中心Oに治療部位Kの位置を合わせる位置合せ手順の説明図により、また患者の呼吸曲線信号とX線照射およびビーム照射の照射タイミング信号の関係を図5によって説明する。図3および図4において、図1、図2と同じ符号または名称を付したものは図1、図2のものと同一または相当部分を示す。治療に先立って、まず患者600の治療部位を含む部分の画像情報をX線CT20を使って収集し、画像データファイル6に収録する（図3ステップ1）。画像データファイル6からX線CTの画像情報（図4（A11））を計算機5に取り込んで、患者600の骨格像Pの中心投影画像が得られるよう、画像構成部51（図2

（A））を使って仮想のX線管の照射による受像画像を構成し（図4（B11））、これを参照画像ディスプレイ10aに表示する（図3ステップ2）。この参照画像ディスプレイ10aの表示画面は、患者600の骨格像Pの中心投影画像であり、その中に治療部位の像Kが表示されている（図4（C11））。さらに、この骨格像の判りやすい位置にタブレット10fで電子的なマーク（図4（C11）のM1、M2、M3、）を付ける（図3ステップ3）。

【0018】次に治療部位Kをビームの照射野の中心Oにもってくる位置決めについて説明する。患者600を治療台3に載せ（図4（A21））、呼吸信号センサー71によって検出される呼吸信号により呼吸曲線信号発生部72で呼吸曲線信号を生成しその波形を監視する。そして呼吸が安定化した所で（図3ステップ5）、X線照射タイミング信号発生部75で呼吸曲線信号の最深部（図5の $t_0$ ）を中心にもつ照射タイミング信号を生成し（図3ステップ6）、X線照射部2を制御してX線を照射し患者の治療部位を含む骨格像のX線像を撮像する。このX線像を画像ディスプレイ10bに表示する（図3ステップ7、表示された画像は図4（B21））。なお、必要に応じ、前もって画像ディスプレイ10bについて表示画面の周辺歪みを補正しておく。この画像ディスプレイ10b（図4（B21））には、現に治療台3に載っている患者600の骨格像Qが映し出されている。そこで画像ディスプレイ10b上に表示されている画面の、参照画面ディスプレイ10aの電子的なマークM1、M2、M3と対応する位置に、タブレット10fで電子的なマーク（図4（B21）のN1、N2、N3）を付ける。（図3ステップ8）。なお、画像ディスプレイ10b上のO点はビームのビーム中心を示す。

【0019】以上の準備によって、X線像におけるマーク位置（N1、N2、N3）をX線CT像のマーク位置（M1、M2、M3）に対応付けて配置出来たので、計算機5の位置確認部52によって治療部位Kとビームの照射野の中心Oとの位置ずれを計算する（図3ステップ3）。この計算結果に基づき、計算機5の位置制御部53から治療台3に制御信号が送られ、ずれを無くす方向に治療台3の位置調整が行われる（図3ステップ10）。位置調整を行ったら、次の照射タイミング信号により再度X線照射を行い（図3ステップ11）、位置調整の結果を確認する（図3ステップ12）。治療部位Kと照射野の中心Oが所定の精度で一致したら（図4（C22））、その信号が照射タイミング信号発生部7に伝えられ、X線照射部待避制御部76の制御によりX線照射部2などビームの照射野の通路にあるX線管を照射野の中心Oから待避させ（図3ステップ14）、ビーム照射タイミング信号発生部75からの照射タイミング信号で治療用ビームの照射制御を行う（図3ステップ15）。なお、ステップ12で、治療部位Kとビーム中心Oの一致度が十分でないことが確認されたら、ステップ3からの作業を繰り返す。又1回のビームの照射で照射量が十分でない場合もステップ3からの作業を繰り返す。

【0020】次に呼吸曲線信号とX線の照射タイミング信号およびビームの照射タイミング信号の関係を説明する。図5（A）は患者の胸などに配置した呼吸信号センサー71から得た信号に基づいて生成された呼吸の状況

を示す呼吸曲線信号である。患者の呼吸が安定すると呼吸曲線信号も安定し、その周期はほぼ一定となる。この状態における呼吸周期を $\tau$ 、吸気最深部を $t_0$ であるとする（図5（A））。呼気最深部 $t_0$ の前後では臓器が最も大きくなっており、かつ治療部位の移動も最も少ないので、 $t_0$ を中心とする $\Delta t_1$ の期間にX線の照射を行い、X線像を得るようにすると、安定したX線像が得られる。なお、この $t_0$ を中心とする期間 $\Delta t_1$ は、例えば呼吸曲線信号の最深部 $t_0$ を基準とし、判定レベルを $L$ と $h$ に設定して、呼吸曲線信号がこのレベルより下がった期間に生成することによって得られる（図5（A））。 $t_0$ を中心とする期間 $\Delta t_1$ の間にX線の照射を行い、これによって得られたX線像を用いて治療部位Kとビーム中心Oとのずれを求める。そして、治療台3の位置調整を行ってずれを補正し、ずれが所定の値以下になったことを確認したら、X線照射部2をビーム中心線Oから退避させて、その後の呼気最深部 $t_0$ を中心とする期間 $\Delta t_2$ の間に同様な方法で生成した照射タイミング信号（図5（C））でビーム照射部の照射制御を行い、ビームの照射を行う。治療部位の位置は患者の呼吸動で移動するが、呼吸が安定しておれば治療部位Kは呼吸曲線の最深部 $t_0$ で先に確認した位置（照射野の中心Oの位置）に戻ってくるので、位置調整を行った後に呼吸曲線信号の最深部 $t_0$ を中心とする期間に、ビームの照射を行うことにより、ビームの照射野の中心Oが治療部位Kを確実に捉えることが出来る。なお、時間の経過と共に、呼吸以外の原因によって治療部位の位置がビーム中心がずれていくことがあるので、X線照射による位置確認と位置の修正は、ビームの照射と交互に繰り返すことになる。以上は、予め用意する患者の治療部位を含む画像情報として、X線CT画像を利用することで説明したが、これに限定するものではない。

【0021】実施の形態2。次に、実施の形態2について図6、図7、図8、図9に基づいて説明する。図6は実施の形態2に係る構成図である。図6において図1と同じ符号を付したものは同一内容又は機能のものを示す。2Bはビームの照射野の中心からずれた位置に配置されたX線照射部、4BはX線照射部2BからのX線を受像するX線像受像部である。実施の形態1では、X線照射部2をビームの照射野の中心線11の線上に配置していたが、実施の形態2ではビームの照射野の中心線11を避けた位置に配置している。なお、計算機5の機能と、照射タイミング信号発生部7の機能は以下で特に説明する部分を除き、図2に示すものと実質的に同じ内容である。ただし、X線照射部退避制御部76は必要ない。

【0022】次にその動作を説明する。図7に示す実施の形態2のフローチャートにおいて、ステップ①からステップ13までは実施の形態1の場合と同じステップを踏んで進める。呼吸曲線信号（図8（A））の呼気最

深部 $t_0$ を中心とする期間 $\Delta t_1$  (図8 (B)) に照射タイミング信号を生成し、これでX線照射部2Bを制御してX線を照射し、照射野の中心Oと治療部位Kが所定の精度で一致していることが確認されると、引続いて得られる照射タイミング信号 $\Delta t_2$  (図8 (C)) によりビームの照射を行う (図7ステップ14)。さらにビームの照射が必要な場合はステップ⑦に戻って、X線の照射、位置の確認、ビームの照射の順に行う。なお、この場合、ビームを照射する方向と少し違う方向 $\Delta\theta$ からX線照射を行い、これによって、治療部位Kとビームのビーム中心Oの位置合わせを行うことになるが、これはX線CT像による画像データを使って中心投影画像を構成するときに、 $\Delta\theta$ 分だけ補正した像を構成して利用する。

【0023】このような構成にすると、X線照射を行って位置合わせを終えた段階にビームの照射のため実施の形態1のようなX線照射部2を待避させる必要がなくなるので、X線照射部2Bの待避に要する時間が不要になり、治療部位Kとビームの中心の一致確認に引き続いてビームの照射ができる。また、X線照射部2Bを退避させるための機構が不用になる。

【0024】さらに、X線の照射制御とビームの照射制御を短時間のうちに切り替えて行うことができるので、図9に示すように1つの照射タイミングにおける期間 $\Delta t$ の間に、X線照射を行う期間 $\Delta t_1$ とエネルギー照射を行う期間 $\Delta t_2$ を1つずつ、またはX線照射を行う複数の期間 $\Delta t_{11}$ 、 $\Delta t_{12}$ …とエネルギー照射を行う複数の期間 $\Delta t_{21}$ 、 $\Delta t_{22}$ …を交互に設定することが出来る

(図には後者の複数期間設定の場合を示している)。このようにすると位置確認から極めて近い時間内にビームの照射が出来るので、呼吸動による位置ずれはますます少なくなることが出来る。

【0025】実施の形態3. 次に、実施の形態3について説明する。図10は実施の形態3に係る構成図である。図10において図1、図6と同じ符号を付したものは同一内容又は同一機能のものを示す。21は第1のX線照射部、22はその照射方向が前記第1のX線照射部の照射方向と交叉する第2のX線照射部である。81は第1のX線照射部の照射制御部、82は第2のX線照射部の照射制御部である。411は第1のI、I、412は第1のビデオ信号処理部で第1のX線照射部21に対応し、421は第2のI、I、422は第2のビデオ信号処理部で第2のX線照射部22に対応して設けられたものである。このように交叉する方向からX線照射を行うことにより、このX線像から患者の骨格像を3次元的に把握できるから、この骨格像の中における治療部位の位置をX線CT像で得た画像情報と関連付けることにより、治療部位Kの位置を骨格像の中で3次元的に特定することが出来る。

【0026】具体的には、画像データファイル6の画像

情報を使って得た骨格像と実際に患者のX線照射によって得た骨格像に付されたランドマークを対応付けることによってX線像の上に治療部位Kの位置を特定する技術を交叉する2つの軸の画像情報について行い、その結果をベクトル的に合成することによって、治療部位Kの位置を骨格像の中で3次元的に特定することが出来る。すなわち、第1のX線照射部21の照射によって得た第1のX線像と、画像データファイルの画像情報を使って前記第1のX線照射部21に表示された骨格像と同じ向きからの仮想のX線照射部により照射して得た骨格像とから、第1のX線照射部21の照射方向から見た治療部位の位置を把握出来る。同様に、第2のX線照射部22の照射によって得た第2のX線像と、画像データファイルの画像情報を使って前記第2のX線照射部22に表示された骨格像と同じ向きから仮想のX線照射部により照射して得た骨格像とから、第2のX線照射部22の照射方向から見た治療部位の位置を把握出来る。前記第1のX線照射部21と前記第2のX線照射部22はその向きが交叉しているので、治療部位の位置を3次元的に特定することが出来る。なお、第1のX線照射部による照射と、第2のX線照射による照射は時間分割的に順次切り替えて行うことにより、第1のX線照射部によるX線像と第2のX線照射部によるX線像との混信を回避して位置確認における誤差の発生を防止できる。

【0027】

【発明の効果】以上説明したように、この発明に係るビーム照射治療装置は、患者の呼吸曲線信号に同期して制御され、該呼吸曲線信号の1サイクルの特定の期間に照射タイミング信号を発生する照射タイミング信号発生部と、この照射タイミング信号によって制御され患者の治療部位を含む部分にX線を照射するX線照射部と、このX線の照射によって得られるX線像を受像するX線像受像部と、予め用意された患者の治療部位を含む画像情報と前記X線像受像部から得られる画像情報の比較によって前記治療部位の位置の確認を行う位置確認部を備え、呼吸周期の1サイクルの一部の期間のX線照射によって、患者の治療部位の位置確認を行い、その結果に基づいて治療用ビームの照射を行うようにしたので、治療部位を確認するためのX線被曝量が少ないビーム照射治療装置を構成できる効果がある。

【0028】また、患者の呼吸曲線信号に同期して制御され、該呼吸曲線信号の1サイクルの特定の期間に生成する照射タイミング信号により照射制御され、患者の治療部位を含む部分にX線を照射するX線照射部と、このX線の照射によって得られるX線像を受像するX線像受像部と、予め用意された患者の治療部位を含むX線CT像の画像情報と前記X線像受像部から得られる画像情報の比較によって前記治療部位の位置の確認を行う位置確認部と、位置確認部からの信号により制御され、前記治療部位の位置と治療用ビームのビーム中心との位置ずれ

を無くす方向に制御する位置制御部と、前記位置制御部による位置制御の終了後、患者の治療部位に、照射タイミング信号によって制御されて治療用ビームを照射するビーム照射部とを備え、照射タイミング信号によりX線照射を行って患者の治療部位の位置確認と位置ずれ補正を行った後照射タイミング信号により治療用ビームを照射するようにしたので、治療部位を確認するためのX線被曝量が少なく、かつ照射精度の高いビーム照射治療装置を構成できる効果がある。

【0029】また、照射タイミング信号の生成は、呼吸曲線信号に同期し呼吸の期間に行うようにしたので、体動による位置ずれの少ない治療部位の位置情報の収集に基づく、患者のX線被曝量の少ないビーム照射治療装置を構成できる効果がある。

【0030】また、X線像受像部から得られた治療部位の位置と治療用ビームの照射野の中心との位置ずれが所定値以下であることを条件に、照射タイミング信号により治療部位に治療用ビームを照射するようにしたので、患者のX線被曝量が少なく、かつビーム照射を治療部位に限定して行うことが出来るビーム照射治療装置を構成できる効果がある。

【0031】また、治療部位を含む部分に向けて照射するX線照射部を、治療部位に向けて照射する治療用ビームの照射野と重ならない位置に配置したので、X線照射部の位置を機械的に移動させることなく、ビームの照射を行うことができる。この結果、治療部位の位置確認制御の作業をへて治療用ビームの照射までの時間差を小さくできるので、患者のX線被曝量が少なく、かつ体動による位置誤差のさらに少ないビーム照射治療装置を構成できる効果がある。

【0032】また、呼吸曲線信号の1サイクル中の特定期間を複数の期間に分割し、X線照射の期間と治療用ビームの照射の期間とに割り当て、それぞれの期間にX線の照射タイミング信号と治療用ビームの照射タイミング信号を生成するようにしたので、治療部位の位置情報の収集から治療用ビームの照射までの時間差が小さくできる。この結果、X線照射とビーム照射を時間的に連続して行えるので、患者のX線被曝量が少なく精度の高いビーム照射治療装置を構成できる効果がある。

【0033】また、交叉する2または2以上の方向から治療部位を含む部分にX線を照射しそのX線像から治療部位の位置に係る情報の収集を行うようにしたので、治療部位の立体的な位置情報に基づく患者のX線被曝量が少ないビーム照射治療装置を構成できる効果がある。

【0034】また、治療用ビームはX線、電子線、荷電粒子線、重粒子線、または中性子線を使う構成としたので、患者のX線の被曝量が少ない癌細胞の治療が行える

ビーム照射治療装置を構成できる効果がある。

【0035】さらに、この発明に係るビーム照射治療装置は、患者による周期的な呼吸曲線信号の一定レベルにおける周期期間に照射タイミング信号を発生させ、この照射タイミング信号に同期してX線照射部により患者の治療部位を含む部分にX線を照射し、患者の治療部位の位置を確認して前記照射タイミング信号に同期してビーム照射部により患者の治療部位にビームの照射を行うようにしたので、治療部位を確認するためのX線被曝量が少ないビーム照射治療装置を構成できる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 実施に形態1に係る構成図である。

【図2】 実施に形態1の部分構成図である。

【図3】 実施の形態1のフローチャートである。

【図4】 実施の形態1における位置合わせ手順の説明図である。

【図5】 実施の形態1における呼吸曲線信号と照射タイミング信号の関係を説明する図である。

【図6】 実施に形態2に係る構成図である。

【図7】 実施の形態2のフローチャートである。

【図8】 実施の形態2における呼吸曲線信号と照射タイミング信号の関係を説明する図である。

【図9】 実施の形態2における他の呼吸曲線信号と照射タイミング信号の関係を説明する図である。

【図10】 実施の形態3に係る構成図である。

【図11】 従来例の説明図である。

【図12】 従来例の位置合わせ手順の説明図である。

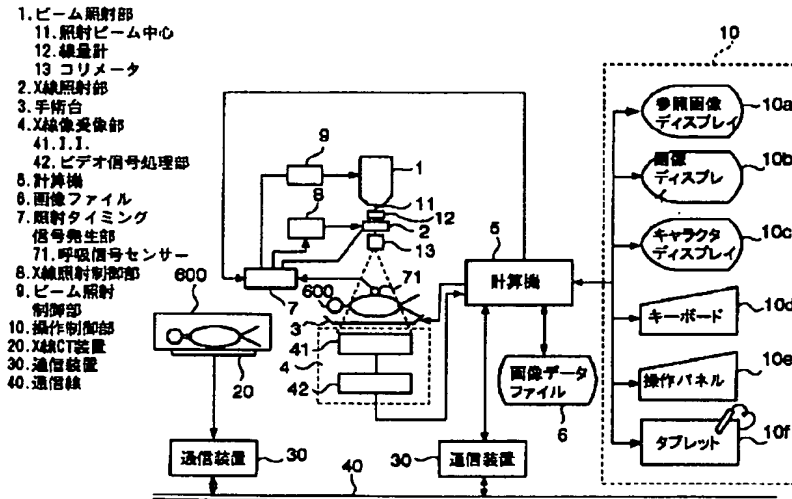
【図13】 従来例の呼吸曲線信号と照射タイミング信号の関係を説明する図である。

【符号の説明】

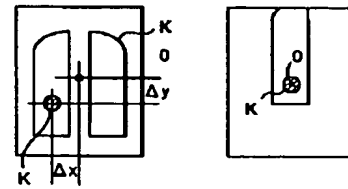
1 ビーム照射部、 11 照射野の中心、 12 線量計、 13 コリメータ、 2 X線照射部、 3 手術台、 4 X線像受像部、 41 イメージインテンシファイア (I、I)、 42 ビデオ信号処理部、 5 計算機、 51 画像構成部、 52 位置確認部、 53 位置制御部、 54 位置確認情報出力部、 6 画像ファイル、 7 呼吸曲線信号発生部、 71 呼吸信号センサー、 72 呼吸信号発生部、 73 状態信号発生部、 74 X線用照射タイミング信号発生部、 75 ビーム照射タイミング信号発生部、 76 X線照射部待避制御部、 8 X線照射制御部、 9 ビーム照射制御部、 10 操作制御部、 10a 参照画像ディスプレイ、 10b 画像ディスプレイ、 10c キャラクタディスプレイ、 10d キーボード、 10e 操作パネル、 10f タブレット、 20 X線CT装置、 30 通信装置、 40 通信線。



【図1】

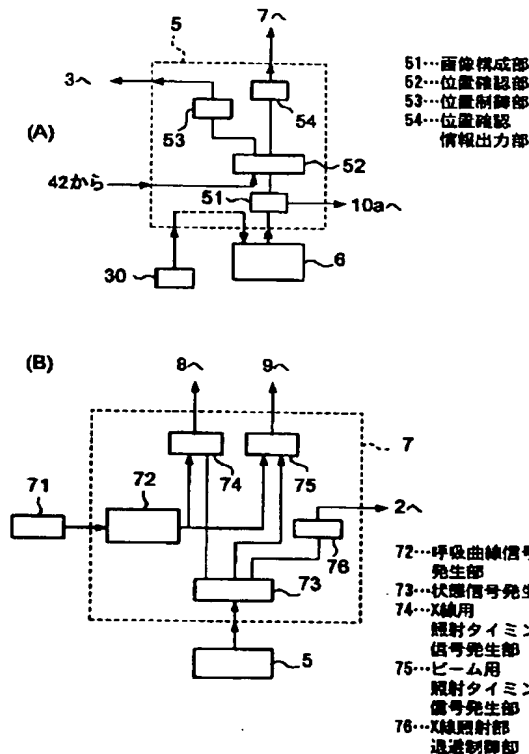


【図12】



O...ビーム中心  
K...患部  
M...骨格

【図2】

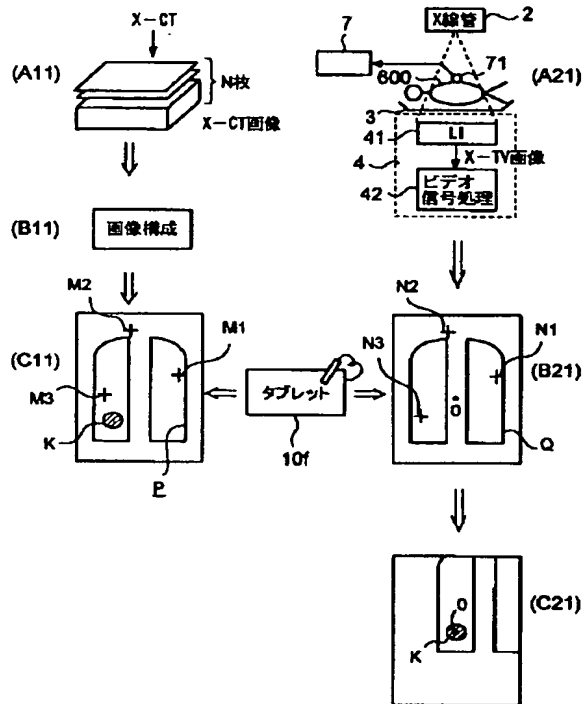


【図3】

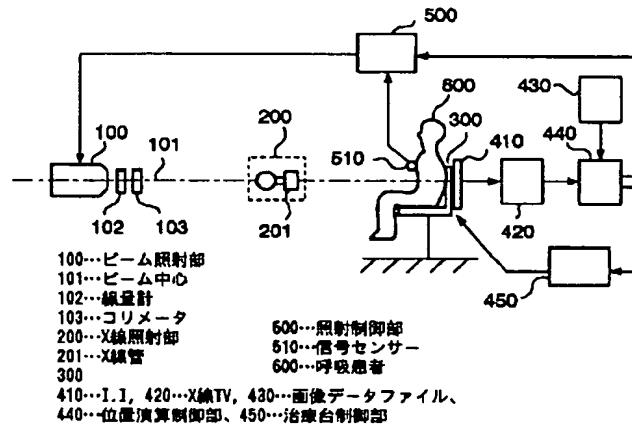
ステップ番	内容
①	X線CTにより患者の治療部位を含む部分の情報を収集し画像データファイルに蓄積する
②	上記画像データにより中心投影画像（仮想的X線管によってえられる骨格像と患部との位置関係が判る像）を生成する
③	中心投影画像を参照画像ディスプレイに表示し、判りやすい位置にタブレットでランドマークを付ける。
④	呼吸信号抽出部から患者の呼吸曲線を生成する
⑤	呼吸曲線が安定化したか確認する（安定化するまで待つ）
⑥	呼吸曲線の最深部を中心とした呼吸の1サイクルの1部の期間に、照射を行う照射タイミング信号を生成する
⑦	X線を照射し、得られたX線像を可視化し、画像ディスプレイに表示
⑧	（初回のみ）可視化された骨格像の上に、参照画像（P）に付けたランドマークに対応する位置にランドマークを付ける
⑨	ランドマークから患部の位置を特定し、ビームのビーム中心線までの位置ずれを計算する
⑩	治療台を制御して患部をビーム線のビーム中心線に移動する
⑪	次の照射タイミング信号を使ってX線を照射する
⑫	可視化されたX線像より、ビーム中心線と患部中心が一致しているか確認する
⑬	（OKの場合）⑩へ
⑭	（OKの場合）X線管をビーム中心線より退避させる
⑮	次の照射タイミング信号を使って、ビームの照射を行う
⑯	さらに、ビームの照射を行う場合は、⑩へ戻り、ビームのビーム中心線と患部中心との一致を確認する

必要量のビーム照射が済んだら治療終了  
⑩と⑮における次の照射タイミングとは、次の呼吸サイクル以降の照射タイミングをさす

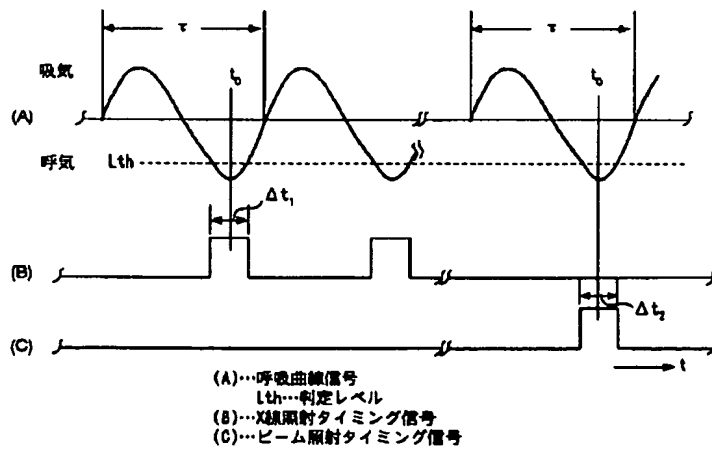
【図4】



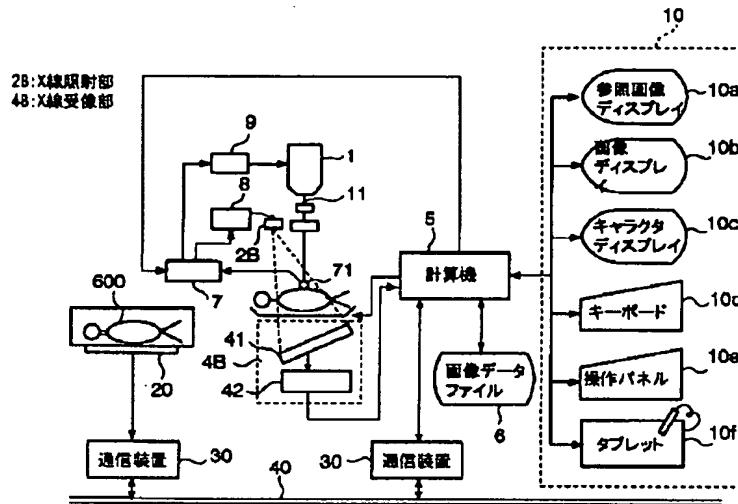
【図11】



【図5】



【図6】

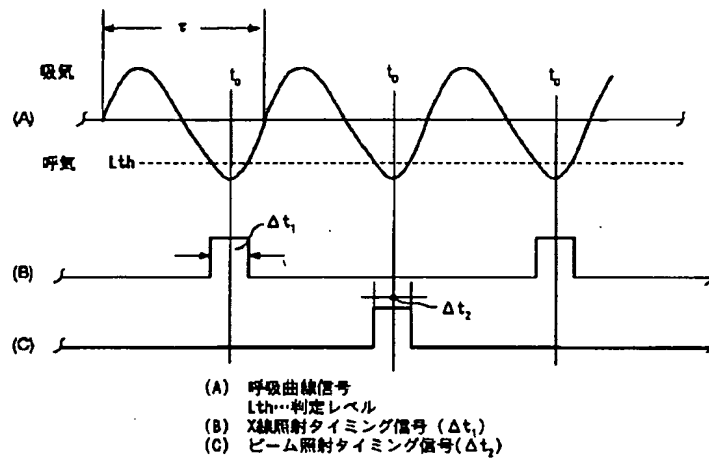


【図7】

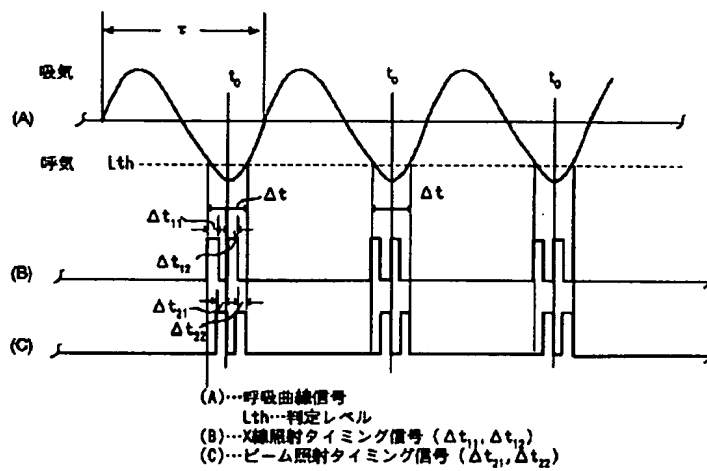
ステップ番	内容
①	X線CTにより患者の治療部位を含む部分の情報を収集し画像データファイルに蓄積する
②	上記画像データにより中心投影画像（仮想のX線管によってえられる骨格像と患部との位置関係が判る像）を構成する
③	中心投影画像を参照画像ディスプレイに表示し、判りやすい位置にタブレットでランドマークを付ける。
④	呼吸信号抽出部から患者の呼吸曲線を生成する
⑤	呼吸曲線が安定化したか確認する（安定化するまで待つ）
⑥	呼吸曲線の最深部を中心とした呼吸の1サイクルの1部の期間に、照射を行う照射タイミング信号を生成する
⑦	X線を照射し、得られたX線像を可視化し、画像ディスプレイに表示
⑧	（初回のみ）可視化された骨格像の上に、参照画像（P）に付けたランドマークに対応する位置にランドマークを付ける
⑨	ランドマークから患部の位置を特定し、ビームのビーム中心線までの位置ずれを計算する
⑩	治療台を制御して患部をビームのビーム中心線に移動する
⑪	次の照射タイミング信号を使ってX線を照射する
⑫	可視化されたX線像より、ビーム中心線と患部中心が一致しているか確認する
⑬	（NGの場合）⑧へ
⑭	（OKの場合）次の照射タイミング信号を使って、エネルギー波の照射を行う
⑮	さらに、ビームの照射を行う場合は、⑨へ戻り、ビームのビーム中心線と患部中心との一致を確認する

必要量のビーム照射が済んだら治療終了

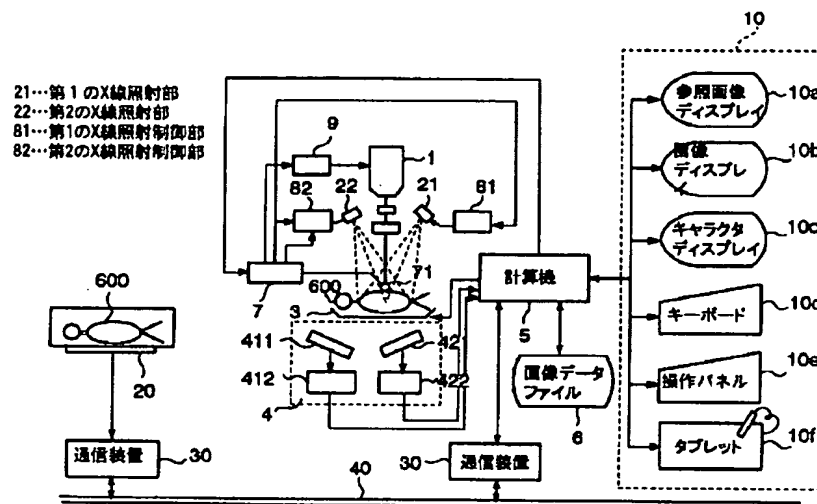
【図8】



【図9】



21…第1のX線照射部  
22…第2のX線照射部  
81…第1のX線照射制御部  
82…第2のX線照射制御部



(A) 呼吸曲線信号  
 $L_{th}$ …判定レベル  
 $T$ …周期  
 $t$ …時間

(B) X線照射タイミング信号 ( $\Delta t_1$ )

(C) ビーム照射タイミング信号 ( $\Delta t_2$ )